

ABNORMAL SHADOW CANDIDATE DETECTOR

Patent number: JP2002133397
Publication date: 2002-05-10
Inventor: IMAMURA TAKASHI; TAKEO HIDEYA
Applicant: FUJI PHOTO FILM CO LTD
Classification:
- **international:** G06T1/00; A61B6/00; G06T5/20
- **european:**
Application number: JP20000325051 20001025
Priority number(s):

Abstract of JP2002133397

PROBLEM TO BE SOLVED: To detect a tumor shadow of a form not showing a core in an image, which could not be detected in conventional detecting processing.

SOLUTION: A linear structure extracting means 10 extracts a linear structure in the original image on the basis of original image data P inputted from an image reader or the like. A line concentration degree calculating means 20 calculates the line concentration degree of the linear structure extracted by the linear structure extracting means 10 for each pixel in the original image. A candidate region detecting means 30 detects a candidate region of tumor shadow in the original image on the basis of the line concentration degree calculated by the line concentration degree calculating means 20.



(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-133397

(P2002-133397A)

(43) 公開日 平成14年5月10日 (2002.5.10)

(51) Int.Cl.⁷
G 0 6 T 1/00
A 6 1 B 6/00
G 0 6 T 5/20

識別記号
2 9 0

F I
G 0 6 T 1/00
5/20
A 6 1 B 6/00

テマコード(参考)
2 9 0 A 4 C 0 9 3
A 5 B 0 5 7
3 5 0 D

審査請求 未請求 請求項の数 6 O.L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2000-325051(P2000-325051)

(22) 出願日 平成12年10月25日 (2000.10.25)

(71) 出願人 000005201

富士写真フィルム株式会社
神奈川県南足柄市中沼210番地

(72) 発明者 今村 貴志
川崎市麻生区万福寺1-2-2 新百合ト
ウエンティワン 富士フィルムソフトウェ
ア株式会社内

(72) 発明者 武尾 英哉
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富
士写真フィルム株式会社内

(74) 代理人 100073184
弁理士 柳田 征史 (外1名)

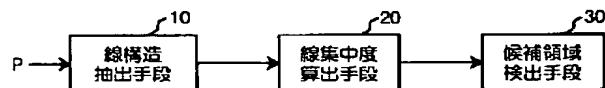
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 異常陰影候補検出装置

(57) 【要約】

【課題】 従来の検出処理では検出することが不可能であつた、コアが画像中に表われていない形態の腫瘍陰影を検出する。

【解決手段】 線構造抽出手段10が画像読み取り装置等から入力した原画像データPに基づいて原画像中の線構造を抽出し、線集中度算出手段20が線構造抽出手段10により抽出された線構造の線集中度を原画像中の各画素について算出し、候補領域検出手段30が線集中度算出手段20により算出された線集中度に基づいて原画像中の腫瘍陰影の候補領域を検出する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被写体の放射線画像を表わす画像データに基づいて、該放射線画像中の異なる方向性を有する複数の線構造を所定の線構造抽出処理により抽出する線構造抽出手段と、前記放射線画像中の各画素を注目画素とし、該注目画素に対する前記抽出された複数の線構造の線集中度を該注目画素ごとに算出する線集中度算出手段と、該線集中度算出手段により算出された前記線集中度に基づいて、前記放射線画像中の腫瘍陰影の候補領域を検出する候補領域検出手段とを備えたことを特徴とする異常陰影候補検出装置。

【請求項2】 前記候補領域検出手段が、前記線集中度が所定値より高い値を示している前記注目画素の位置を前記候補領域とすることを特徴とする請求項1記載の異常陰影候補検出装置。

【請求項3】 被写体の放射線画像を表わす画像データに基づいて、該放射線画像中の腫瘍陰影のコア領域を所定の検出処理により検出するコア領域検出手段と、前記画像データに基づいて、前記放射線画像中の異なる方向性を有する複数の線構造を所定の線構造抽出処理により抽出する線構造抽出手段と、前記放射線画像中の各画素を注目画素とし、該注目画素に対する前記抽出された複数の線構造の線集中度を該注目画素ごとに算出する線集中度算出手段と、前記コア領域検出手段により検出されたコア領域を有する前記腫瘍陰影の悪性度を、前記線集中度算出手段により算出された前記線集中度に基づいて評価する評価手段とを備えたことを特徴とする異常陰影候補検出装置。

【請求項4】 前記線構造抽出処理が、モフォロジーフィルタを用いた処理であることを特徴とする請求項1から3いずれか記載の異常陰影候補検出装置。

【請求項5】 前記検出処理が、アイリスフィルタを用いた処理であることを特徴とする請求項3または4記載の異常陰影候補検出方法。

【請求項6】 前記放射線画像が乳房の放射線画像であることを特徴とする請求項1から5いずれか記載の異常陰影候補検出装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は異常陰影候補検出装置に關し、特に詳しくは、被写体の放射線画像データに基づいて画像中の異常陰影候補を検出する異常陰影候補検出装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 従来より、医療分野においては、被写体の放射線画像を読影して病変部を発見し、またその病変部の状態を観察して、疾病的有無や進行状況の診断を行うことが一般的に行なわれている。しかしながら、放射線画像の読影は読影者の経験や画像読影能力の高低によ

って左右され、必ずしも客觀的なものとはいえないなかつた。

【0003】 例えば、乳癌の検査を目的として撮影されたマンモグラフィ（乳房を被写体とした診断用放射線画像）においては、その画像から癌化部分の特徴の一つである腫瘍陰影や微小石灰化陰影等の異常陰影を検出することが必要であるが、読影者によっては必ずしも的確にその異常陰影の範囲を指定することができるとは限らない。このため、読影者の技量に依存することなく、腫瘍陰影や微小石灰化陰影を始めとする異常陰影を的確に検出することが求められていた。

【0004】 この要望に応えるものとして、診断用画像として取得された被写体の画像データに基づき、その画像データが表わす画像中の異常陰影の候補を計算機を用いて自動的に検出する異常陰影候補検出処理システム（計算機支援画像診断装置）が提案されている（特開平8-294479号、特開平8-287230号等）。

【0005】 この異常陰影候補検出処理システムは、異常陰影の濃度分布の特徴や形態的な特徴に基づいて、異常陰影候補を計算機を用いて自動的に検出するものであり、主として腫瘍陰影を検出するのに適したアイリスフィルタ処理等を利用して異常陰影の候補領域を検出する。

【0006】 アイリスフィルタ処理は、画像信号の濃度勾配の集中度の最大値を表わすアイリスフィルタ出力値と所定の閾値とを比較することにより、画像中における乳癌の特徴的形態の一つである腫瘍陰影のコア領域を検出するのに有効な手法である。すなわち、X線フィルム上における放射線画像（高濃度高信号レベルの画像信号で表される画像）において、腫瘍陰影のコア領域は周囲の画像部分に比べて濃度値が僅かに低く、その内部においては、略円形の周縁部から中心に向かうにしたがって濃度値が低くなるという濃度値の勾配が認められることが知られているため、この濃度値に代表される画像信号の勾配を勾配ベクトルとして算出し、その勾配ベクトルの集中度を出力するアイリスフィルタを用いて、この勾配ベクトルの集中度を基に腫瘍陰影のコア領域を検出する。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】 ところで、放射線画像中に表われる腫瘍陰影の形態は、コアがはっきり視認できるものに限らず、例えば、コアの周縁に存在するスピキュラと呼ばれる線構造のみが画像中で見られる場合もある。こういった形態の腫瘍は、実際にコア自体存在せずスピキュラのみで構成されているものもあるし、画像中には写し出されなくても実際にはコアが存在しているものもある。特に、腫瘍がスピキュラを伴う場合には悪性である可能性が高いと言われているため、スピキュラを伴う腫瘍陰影を検出することは重要課題の一つである。

【0008】また、乳房の組織（乳腺や血管等）分布の解剖学的パターンから外れて局所的に組織が乱れている部分（「構築の乱れ」という）や、局所的に組織が1ヶ所に引き込まれている部分や、大きな領域に亘って引きつれが表われている部分等には、コアが画像中に見られなくても腫瘍が存在している可能性が高い。

【0009】しかしながら、従来の異常陰影候補検出処理システムは、上述のように、画像中に表われている腫瘍陰影のコア領域をその濃度勾配等の特徴に基づいて検出するものであるため、コアが画像中で視認できない上記のような形態の腫瘍陰影を検出することは原理的に不可能であった。

【0010】本発明は、上記事情に鑑み、従来の検出処理では検出することが不可能であった形態の腫瘍陰影を検出する異常陰影候補検出装置を提供することを目的とするものである。

【0011】

【課題を解決するための手段】本発明による異常陰影候補検出装置は、被写体の放射線画像を表わす画像データに基づいて、放射線画像中の異なる方向性を有する複数の線構造を所定の線構造抽出処理により抽出する線構造抽出手段と、放射線画像中の各画素を注目画素とし、注目画素に対する抽出された複数の線構造の線集中度を注目画素ごとに算出する線集中度算出手段と、算出された線集中度に基づいて放射線画像中の腫瘍陰影の候補領域を検出する候補領域検出手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0012】ここで、注目画素に対する抽出された複数の線構造の線集中度とは、ある注目画素に対して、抽出された線構造が集中している度合いを示すものであり、例えば、注目画素方向に向いている線構造のカウント値等を利用することができる。

【0013】また、線集中度を算出する対象の「注目画素」は、被写体の放射線画像の全画素とすることが望ましいが、実験的または経験的に腫瘍陰影が検出される可能性が高い部分など、画像の一部の画素としてもよい。

【0014】また、候補領域検出手段を、線集中度が所定値より高い値を示している注目画素の位置を候補領域として検出するものとしてもよい。

【0015】ここで、注目画素の位置とは、注目画素位置の点でもよいが、その近傍をも含む領域とすることが望ましい。

【0016】また、本発明の異常陰影候補検出装置は、被写体の放射線画像を表わす画像データに基づいて、放射線画像中の腫瘍陰影のコア領域を所定の検出処理により検出するコア領域検出手段と、画像データに基づいて、放射線画像中の異なる方向性を有する複数の線構造を所定の線構造抽出処理により抽出する線構造抽出手段と、放射線画像中の各画素を注目画素とし、注目画素に対する抽出された複数の線構造の線集中度を注目画素ご

とに算出する線集中度算出手段と、コア領域検出手段により検出されたコア領域を有する腫瘍陰影の悪性度を、線集中度算出手段により算出された線集中度に基づいて評価する評価手段とを備えたものとしてもよい。

【0017】ここで、線構造を抽出する領域は、被写体の放射線画像全体でもよいが、検出されたコア領域の周縁付近やその外側のみなど、抽出しようとする線構造の特徴にあわせてその領域を限定してもよい。

【0018】また、ここでは、線集中度を算出する対象の「注目画素」は、被写体の放射線画像の全画素でもよいが、検出されたコア領域の内部の画素のみとしてもよい。

【0019】また、上記所定の線構造抽出処理には、モフォロジーフィルタを用いた処理を利用することができる。

【0020】また、上記所定の検出処理には、アイリスフィルタを用いた処理を利用することができる。

【0021】なお、本発明の異常陰影候補検出装置は、放射線画像が乳房の放射線画像である場合に特に効果的である。

【0022】

【発明の効果】上記のように構成された本発明の異常陰影候補検出装置によれば、被写体の放射線画像中の線構造を抽出し、抽出された線構造の、放射線画像中の各画素に対する線集中度を算出し、算出された線集中度に基づいて腫瘍陰影の候補領域を検出するから、コアが画像中に表われていなかつたために従来検出不可能であった腫瘍陰影を検出することが可能となる。

【0023】すなわち、腫瘍の存在を示す所見として画像中に表われるスピキュラや、組織の引き込み、引きつれ、構築の乱れ等は、腫瘍が存在し得る位置付近から放射状に延びる線構造として画像中に表われることが多いため、画像中の線構造を抽出し、その線構造が集中している中心部分を検出することにより、従来検出不可能であった腫瘍を検出することが可能となる。特に腫瘍がスピキュラを伴う場合は悪性である可能性が高いため、その腫瘍がコアを有しているか否かに拘らず、スピキュラを検出することは悪性の腫瘍を検出する上で重要な情報となり得る。

【0024】また、所定の検出処理により放射線画像中の腫瘍陰影のコア領域を検出するとともに、放射線画像中の線構造を抽出し、抽出された線構造の線集中度に基づいて、検出されたコア領域を有する腫瘍陰影の悪性度を評価する手段を備えた場合には、検出されたコア領域の周りに悪性腫瘍の指標となるスピキュラが存在しているか否か或いはどの程度存在しているかを確認することが可能となるため、異常陰影候補検出装置としての検出性能を向上させることができるとなる。

【0025】

【発明の実施の形態】以下、本発明の異常陰影候補検出

装置の実施の形態を図面に基づいて説明する。図1は、本発明における異常陰影候補検出装置の具体的な実施形態を示す図である。

【0026】本実施形態の異常陰影候補検出装置は、画像読み取り装置等から入力した原画像データPに基づいて原画像中の線構造を抽出する線構造抽出手段10と、線構造抽出手段10により抽出された線構造の線集中度を原画像中の各画素について算出する線集中度算出手段20と、線集中度算出手段20により算出された線集中度に基づいて原画像中の腫瘍陰影の候補領域を検出する候補領域検出手段30とを備える。

【0027】原画像データPに基づく原画像P'中に
は、図2に示すように、スピキュラP1、乳腺等の組織
を局所的に引き込んだ引き込みP2や広い範囲にみられる
組織の引きつれP3、また、組織の構築の乱れP4等
が表われている。

【0028】スピキュラP1は腫瘍の特徴的な所見の1
つであり、図3に示すように腫瘍のコアP5の辺縁にコ
アとともに存在する形態のほか、コアを伴わずにスピキ
ュラのみが存在する形態もある。局所的引き込みP2、
引きつれP3、構築の乱れP4は、いずれも乳腺等の組
織が正常ではない状態を示しているものであり、このよ
うな所見が見られる場合にはコアが画像中に表われてい
なくともその付近に腫瘍が存在している可能性が疑われる。
いずれも、その大きさは異なるが、腫瘍陰影の候補
となり得る領域を中心として放射状に分布している線構
造として表われることが多い。

$$g^S(x) = g(-x)$$

であり、定義域内で値が0で、その定義域が下記式

(2) であるとする。

$$G = \{-m, -m+1, \dots, -1, 0, 1, \dots, m-1, m\}$$

このとき、モフォロジー演算の基本形は式(3)～

(6)に示すように、非常に簡単な演算となる。

$$\text{dilation} : [f \oplus G^S] (i) = \max \{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (3)$$

$$\text{erosion} : [f \ominus G^S] (i) = \min \{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (4)$$

$$\text{opening} : f_g = (f \ominus G^S) \oplus g \quad (5)$$

$$\text{closing} : f_g = (f \oplus G^S) \ominus g \quad (6)$$

すなわち、ダイレーション(dilation)処理は、注目画
素を中心とした、 $\pm m$ (構造要素Bに応じて決定される
値) の幅の中の最大値を検索する処理であり(図4
(A) 参照)、一方、イロージョン(erosion)処理
は、注目画素を中心とした、 $\pm m$ の幅の中の最小値を検
索する処理である(同図(B) 参照)。また、オープニ
ング(opening)処理は最小値探索の後に、最大値を探
索することに相当し、クロージング(closing)処理は
最大値探索の後に、最小値を探索することに相当する。
オープニング処理は低輝度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑

【0029】次に、以上のように構成された本実施形態
の異常陰影候補検出装置の作用について説明する。

【0030】線構造抽出手段10は、乳房を撮影した放射
線画像の原画像データPを画像読み取り装置等から入力し、
原画像中の線構造を抽出する。本実施形態においては、
モフォロジーフィルタを用いて線構造を抽出する。

【0031】モフォロジーフィルタは、所定のサイズの
構造要素を用いて、構造要素よりも小さいサイズのノイ
ズや陰影を画像中から除去または検出することが可能な
フィルタであり、画像信号の平滑化や、腫瘍陰影と同様
に癌の特徴的な形態の1つである微小石灰化陰影の検出
等に利用される。

【0032】(モフォロジーの基本演算) モフォロジー
演算処理は一般的にはN次元空間における集合論として
展開されるが、直感的な理解のために2次元の濃淡画像
を対象として説明する。

【0033】濃淡画像を座標 (x, y) の点が濃度値 $f(x, y)$ に相当する高さをもつ空間とみなす。ここ
で、濃度値 $f(x, y)$ は、濃度が低い(CRTに表示
した場合には輝度が高い)ほど大きな画像信号となる高
輝度高信号レベルの信号とする。

【0034】まず、簡単のために、その断面に相当する
1次元の関数 $f(x)$ を考える。モフォロジー演算処理
に用いる構造要素 g は次式(1)に示すように、原点に
ついて対称な対称関数

【数1】

(1)

【0035】

【数2】

(2)

【0036】

【数3】

(3)

らかにし、マスクサイズ $2m$ より空間的に狭い範囲で変
動する凸状の濃度変動部分(周囲部分よりも輝度が高い
部分)を取り除くことに相当する(同図(C)参照)。
一方、クロージング処理は、高輝度側から濃度曲線 $f(x)$
(x)を滑らかにし、マスクサイズ $2m$ より空間的に狭
い範囲で変動する凹状の濃度変動部分(周囲部分よりも輝
度が低い部分)を取り除くことに相当する(同図(D)
参照)。

【0037】ここで、濃度の高いもの程大きな値となる
高濃度高信号レベルの信号の場合においては、濃度値 f

(x) の画像信号値が高輝度高信号レベルの場合に対して大小関係が逆転するため、高濃度高信号レベルの信号におけるダイレーショントリビューション処理は、高輝度高信号レベルにおけるイロージョン処理(図4(B))と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるイロージョン処理は、高輝度高信号レベルにおけるダイレーショントリビューション処理(同図(A))と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるオーブニング処理は、高輝度高信号レベルにおけるクロージング処理(同図(D))と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるクロージング処理は、高輝度高信号レベルにおけるオーブニング処理(同図(C))と一致する。なお、ここでは高輝度高信号レベルの画像信号(輝度値)の場合について説明する。

【0038】上記のようなモフォロジー演算を用いた処理により、画像中の異なる方向性を有する複数の線構造を抽出する手法について以下に説明する。なお、本実施形態においては、15度ずつ方向性が異なる12個の構造要素B1～B12(図6参照)を用いて12方向の線構造を抽出する。

【0039】画像中の線構造を抽出する際には、画像に対して、抽出しようとする線構造よりもサイズが小さく同じ方向性を有する直線構造要素を用いてモフォロジー演算によるオーブニング処理を施すことにより画像中の線構造を保存した画像を取得し、さらにその画像から線構造のみの画像を取得する。

【0040】ここで、線構造を保存する手法について図

$$P_{Bk}(i, j) = \{ (P \ominus Bk^S) \oplus Bk \} (i, j), \quad k=1, 2, \dots, 12 \quad (7)$$

次に、画像PB1～PB12について、対応する各画素ごとに最低値を抽出し、次式(8)により1枚の背景画像PBm_inを取得する。

$$P_{Bmin}(i, j) = \min_{k \in \{1, 2, \dots, 12\}} P_{Bk}(i, j) \quad (8)$$

さらに、原画像Pから背景画像PBminを引き去ることにより線構造のみの画像PLを取得する。

$$P_L(i, j) = |P - P_{Bmin}|(i, j) \quad (9)$$

また、線構造抽出手段10は、線構造のみの画像PLを閾値(固定値=10)処理により2値化し、この2値化画像に対して上記12個の構造要素を用いてミンコフスキーチをとり、12個の方向依存線構造画像を取得する。すなわち、構造要素B1～B12の各構造要素と同じ方向性を有する線構造のみが表された画像を、各方向ごとに1

$$f(S, L) = 12.27 \times 1.533^{(S^1/7L)} \quad (10)$$

なお、Sは透過X線量のA/D変換時ゲイン制御パラメータ

LはX線量ダイナミックレンジをそれぞれ示す。

線集中度算出手段20は、線構造抽出手段10において取得された12個の方向依存線構造画像に基づき、原画像中の全画素を注目画素として線集中度を算出する。すなわ

面を参照して説明する。図5(A)は、緩やかに変化している背景の上に方向性の異なる線構造X10、X20とノイズ等を表わす突起X30が表われている画像信号を擬似3次元表示した濃淡图形(高輝度高信号レベルの画像X)を示したものである。この画像Xに対し、構造要素Bを用いてオーブニング処理による低輝度側からの平滑化処理を施す。

【0041】構造要素Bは、線構造X10の長さよりも短く、線構造X10と同一の方向性を有する直線構造要素である。この構造要素Bを用いて画像Xに対しオーブニング処理を施すと、図5(B)に示すように、構造要素Bと傾きが異なる線構造X20や構造要素Bよりも小さい突起X30の内部には構造要素Bは入ることができず、線構造X20や突起X30は除去される。一方、構造要素Bの傾きと同一の傾きを有し、その長さが構造要素Bより長い線構造X10は保存される。図5(C)は、線構造X20および突起X30が除去され線構造X10が保存された画像X_Bを示したものである。

【0042】本実施形態における線構造抽出手段10は、上記の処理を12個の構造要素B1～B12を用いて原画像データPに施し、下記式(7)で表される、原画像中の12方向の線構造を保存した画像PB1～PB12を取得する。

【0043】

【数4】

【0044】

【数5】

【0045】

【数6】

【0046】

【数7】

2個取得する。なお、2値化の閾値は、下記式(10)によるX線量子ノイズ量の実験式を用いて算出することが望ましい。

【0047】

【数8】

ち、ある注目画素からの最小半径および最大半径を設定することにより注目画素を中心としたドーナツ状領域を設定し、設定されたドーナツ状領域内に存在し、注目画

素の方向へ向いている線構造をカウントし、そのカウンタ値を注目画素における線集中度とする。

【0047】実際には、演算時間等を考慮して、注目画素を中心とし、最小半径R_{min}=15、最大半径R_{max}=80、48方向、すなわち、3120画素の検索点からなるドーナツ状領域を設定する。さらに、各検索点と注目画素とを結ぶ線が水平方向となす角θに基づいて、同じ角度θを有する構造要素による方向依存線構造画像を参照し、その方向依存線構造画像において検索点と対応する画素の画素値が1であれば、カウント1として算出する。

【0048】線集中度算出手段20は、原画像中の全ての画素において線集中度を算出し、その該当する画素の位置データとともに取得する。

【0049】候補領域検出手段30は、線集中度算出手段20から原画像中の全画素の線集中度をその該当する画素の位置データとともにに入力し、線集中度が高い画素、例えば、線集中度が所定の閾値以上の値を示す画素を腫瘍陰影の候補領域として検出する。なお、候補領域は点ではなく領域として検出することが望ましい。

【0050】ところで、構造要素の方向やサイズ、ドーナツ状領域の最小半径や最大半径、また、ドーナツ状領域のかわりに円形領域を利用する等、線構造抽出や線集中度算出のための各種条件は、検出しようとする腫瘍陰影の指標となる線構造の大きさや特徴にあわせて適宜設定することが望ましい。例えば、局所的な引き込みP₂を指標とする時は、短い構造要素や小さいドーナツ状領域或いは円形領域を利用してよいし、一方、広い範囲に亘って見られる引きつけP₃を指標とする時は、比較的長い構造要素や大きいドーナツ状領域などを利用する。つまり、腫瘍の所見となる画像中の線構造は、その種類や存在する位置等によって大きさや線集中形態に種々の特徴があるため、上記の各種条件は対象となる画像における線構造の形態にあわせて適宜調整することが望ましく、また、その調整程度によって種々の線構造を抽出することが可能となる。なお、構造要素の方向は多ければ多いほど効果がある。

【0051】また、本実施形態においては、原画像中の全ての画素において線集中度を算出したが、実験的または経験的に腫瘍陰影が存在する可能性が高い部分の画素のみを対象にしてもよい。

【0052】次に、本発明の具体的な第2の実施の形態について説明する。図7は、本実施形態の異常陰影候補検出装置の構成を示す図である。なお、第1の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り

$$\theta = \tan^{-1} \frac{(f_3 + f_4 + f_5 + f_6 + f_7)}{(f_1 + f_2 + f_3 + f_15 + f_16)} - \frac{(f_{11} + f_{12} + f_{13} + f_{14} + f_{15})}{(f_7 + f_8 + f_9 + f_{10} + f_{11})} \quad (11)$$

ここでf₁～f₁₆は、図9に示すように、その画素jを中心とした例えば縦5画素×横5画素の大きさのマスクの外周上の画素に対応した画素値（画像データ）である。

省略する。

【0053】本実施形態の異常陰影候補検出装置は、画像読み取り装置等から入力した原画像データPに基づいて原画像中の線構造を抽出する線構造抽出手段10と、線構造抽出手段10により抽出された線構造の線集中度を原画像中の各画素について算出する線集中度算出手段20と、原画像データPに基づいて原画像中のコア領域を検出するコア領域検出手段40と、線集中度算出手段20により算出された線集中度と該当画素の位置データおよびコア領域検出手段40により検出されたコア領域の位置データに基づいて、検出されたコア領域の悪性度を評価する評価手段50とを備える。

【0054】本実施形態において用いられる原画像データPに基づく原画像P”中には、図8に示すように、スピキュラP₆とコアP₇からなる腫瘍陰影が表われている。

【0055】次に、以上のように構成された本実施形態の異常陰影候補検出装置の作用について説明する。

【0056】コア領域検出手段40は、アイリスフィルタ処理により、原画像データPに基づく原画像P”中のコア領域を検出する。以下にアイリスフィルタ処理について詳細に説明する。

【0057】例えば、X線フィルム上における放射線画像（高濃度高信号レベルの画像信号で表される画像）において、腫瘍陰影のコアは周囲の画像部分に比べて濃度値が僅かに低いことが知られており、コアの内部においては、略円形の周縁部から中心部に向かうにしたがって濃度値が低くなるという濃度値の勾配が認められる。したがってコアにおいては、局所的な濃度値の勾配が認められ、その勾配線はコアの中心方向に集中する。

【0058】アイリスフィルタは、この濃度値に代表される画像信号の勾配を勾配ベクトルとして算出し、その勾配ベクトルの集中度を出力するものであり、アイリスフィルタ処理は、この勾配ベクトルの集中度を基に腫瘍陰影のコア領域を検出する。

【0059】以下にアイリスフィルタ処理の具体的なアルゴリズムを示す。

【0060】まず、対象となる画像を構成する全ての画素について、各画素jごとに下記式（11）に示す計算式に基づいた画像データの勾配ベクトルの向きθを求める。

【0061】

【数8】

る。

【0062】次に、対象となる画像を構成する全ての画素について、各画素ごとにその画素を注目画素とする勾

配ベクトルの集中度Cを次式(12)にしたがって算出す。

【0063】

【数9】

$$C = (1/N) \sum_{j=1}^N \cos \theta_j \quad (12)$$

ここでNは注目画素を中心半径Rの円内に存在する画素の数、 θ_j は注目画素とその円内の各画素jとを結ぶ直線と、その各画素jにおける上記式(11)で算出された勾配ベクトルとがなす角である(図10参照)。したがって上記式(12)で表される集中度Cが大きな値となるのは、各画素jの勾配ベクトルの向きが注目画素に集中する場合である。

【0064】ところで、腫瘍陰影のコア近傍の各画素jの勾配ベクトルは、コアのコントラストの大小に拘らず、略そのコアの中心部を向くため、上記集中度Cが大きな値をとる注目画素はコアの中心部の画素ということができる。一方、血管陰影など細長い陰影は勾配ベクトルの向きが一定方向に偏るため集中度Cの値は小さい。

したがって、画像を構成する全ての画素について、それ

$$x = k + n \cos (2\pi(i-1)/M) \quad (13)$$

$$y = l + n \sin (2\pi(i-1)/M) \quad (14)$$

ただし、[x]、[y]は、x、yを超えない最大の整数である。

【0068】さらに、その放射線上の線上の各線ごとに最大の集中度が得られる画素までの出力値をその方向についての集中度 C_{imax} とし、その集中度 C_{imax} を全ての方向で平均し、この平均値を注目画素についての勾配ベ

$$C_i(n) = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n [(\cos \theta_{ij}) / n] \quad (15)$$

すなわち式(15)は、起点を注目画素とし、終点を R_{mi} から R_{max} までの範囲内で変化させて、集中度 $C_i(n)$ を算出するものである。

【0071】ここで R_{min} と R_{max} とは、検出しようとする腫瘍陰影のコア領域の半径の最小値と最大値である

$$C_{imax} = \max_{R_{min} \leq n \leq R_{max}} C_i(n)$$

ここで式(17)の C_{imax} は、式(15)で得られた放射状の方向線ごとの集中度 $C_i(n)$ の最大値であるから、注目画素からその集中度 $C_i(n)$ が最大値となる画素までの領域が、その線の方向における腫瘍陰影のコア領域となる。

【0074】全ての放射状の方向線について式(16)の計算をしてその各線上における腫瘍陰影のコア領域の辺縁点を求め、この各線上における腫瘍陰影のコア領域の

ぞれ注目画素に対する上記集中度Cの値を算出し、その集中度Cの値が予め設定された閾値を上回るか否かを評価することによってコア領域を検出することができる。すなわち、このフィルタは通常の差分フィルタに比べて血管や乳腺等の影響を受けにくく、腫瘍陰影のコア領域を効率よく検出できるという特長を有している。

【0065】さらに実際の処理においては、コアの大きさや形状に左右されない検出力を達成するために、フィルタの大きさと形状とを適忯的に変化させる工夫がなされる。図11にそのフィルタを示す。このフィルタは、図10に示すものと異なり、注目画素を中心として $2\pi/M$ 度の角度間隔で隣接するM種類の方向(図11においては、11.25度ごとの32方向を例示)の放射状の線上の画素のみで上記集中度の評価を行うものである。

【0066】ここでi番目の線上にあって、かつ注目画素からn番目の画素の座標([x], [y])は、注目画素の座標を(k, l)とすれば、下記式(13)、(14)で与えられる。

【0067】

$$【数10】 \quad (13)$$

$$y = l + n \sin (2\pi(i-1)/M) \quad (14)$$

クトル群の集中度Cとする。

【0069】具体的には、まずi番目の放射状の線上において注目画素からn番目の画素まで得られる集中度 $C_i(n)$ を下記式(15)により求める。

【0070】

【数11】

$$, R_{min} \leq n \leq R_{max} \quad (15)$$

る。

【0072】次に、勾配ベクトル群の集中度Cを下記式(16)および(17)により計算する。

【0073】

$$【数12】 \quad (16)$$

$$C = (1/32) \sum_{i=1}^{32} C_{imax} \quad (17)$$

隣接する辺縁点を、直線または非線形曲線で結ぶことにより、腫瘍陰影の候補領域となり得るコア領域の輪郭を特定することができる。

【0075】そして、式(17)では、この領域内の式(16)で与えられた集中度の最大値 C_{imax} を放射状の方向線の全方向(式(17)では32方向の場合を例示)について平均した値を求める。この求められた値がアイリスフィルタ出力値Iであり、この出力値Iを、腫瘍陰影の

コア領域であるか否かを判断するのに適した予め設定した一定の閾値 T と比較し、 $| \geq T$ (若しくは $| > T$) であればこの注目画素を中心とする領域がコア領域であり、 $| < T$ (若しくは $\leq T$) であればコア領域ではないと判定し、コア領域を検出する。

$$C_i(n) = \frac{1}{n - R_{min} + 1} \sum_{i=R_{min}}^n \cos \theta_{ii}, \quad R_{min} \leq n \leq R_{max} \quad (15')$$

すなわち、式 (15') は、検出しようとする腫瘍陰影のコア領域の半径の最小値 R_{min} に対応した画素を起点とし、終点を R_{min} から R_{max} までとした範囲内で集中度 $C_i(n)$ を算出するものである。

【0078】コア領域検出手段40は、上記のアイリスフィルタ処理により、原画像 P'' 中のコア P_7 の位置データを取得する。

【0079】また、線構造抽出手段10および線集中度算出手段20の作用については、上記第1の実施形態と同様である。

【0080】評価手段50は、コア領域検出手段40により検出されたコア P_7 の位置データと、線集中度算出手段20により算出された線集中度および該当画素の位置データを入力し、これらの位置データに基づいて、検出されたコアを有する腫瘍陰影の悪性度を評価する。すなわち、腫瘍陰影は、線構造として抽出されるスピキュラを伴う場合には悪性である可能性が高いため、入力した各位置データに基づいてコア領域の周縁にスピキュラが存在しているか否か或いはどの程度存在しているかを確認することによって、コア領域検出手段40により検出されたコア領域を含む腫瘍陰影の悪性度を評価する。

【0081】なお、本実施形態に基づく異常陰影候補検出装置においては、第1の実施形態と同様に原画像中の全ての線構造を抽出し、原画像中の全ての画素における線集中度を算出してもよいが、コア領域検出手段40により検出されたコア領域の位置データを線構造抽出手段10または線集中度算出手段20が入力し、コア領域の位置データに基づいてコア領域の外部または付近の線構造のみを抽出したり、コア領域の内部の画素についてのみ線集中度を算出するなどしてもよく、つまり、コア領域とともに存在しているスピキュラを抽出し得るものであればいかなる手法を用いてもよい。

【0082】なお、本発明の異常陰影候補検出装置において用いられる線構造抽出処理は、上述のモフォロジー演算を用いる処理に限るものではない。例えば、画像中において、線構造の輝度分布がかまぼこ状に表わされるという特徴から、線状部分の輝度勾配ベクトルの方向分布が線状部分の中心線に集中するという特徴に基づいて線構造を抽出する手法（「ベクトル集中線を用いたスピキュラを伴う腫瘍の検出」JAMIT Frontier'98講演論文集P. 104~106）等を利用してもよい。

【0076】なお、前述の集中度 $C_i(n)$ の計算は、式 (16) の代わりに下記式 (15') を用いてもよい。

【0077】

【数13】

【0083】また、本発明による異常陰影候補検出装置において線集中度を算出する方法は、上記のように線構造をカウントする形態に限るものではなく、特定の画素に対する線集中度を算出できるものであればいかなる方法でもよい。

【0084】また、本発明による異常陰影候補検出装置において、局所領域における線構造を抽出し線集中度を算出することによって、血管等が交差する線交点を検出することも可能である。線交点は微小石灰化陰影の候補領域として誤検出され易いため、線交点を検出することが可能になれば、微小石灰化陰影の誤検出減少に有効であり検出性能の向上が期待できる。

【0085】なお、本発明は乳房CADに限られるものではなく、胸部CAD等に対しても利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態による異常陰影候補検出装置の構成図

【図2】乳房の放射線画像中の腫瘍陰影の指標となる線構造を示す図

【図3】スピキュラを伴う腫瘍陰影を示す図

【図4】モフォロジーフィルタの基本作用を示す図

【図5】モフォロジー演算処理により線構造を保存する作用を示す図

【図6】直線状の12個の構造要素B1～B12を示す図

【図7】本発明の第2の実施形態による異常陰影候補検出装置の構成図

【図8】乳房の放射線画像中のスピキュラを伴う腫瘍陰影を示す図

【図9】注目画素jを中心とした縦5画素×横5画素の大きさのマスクを表わす図

【図10】注目画素と各画素jにおける勾配ベクトルとがなす角を説明する図

【図11】輪郭形状が適応的に変化するように設定されたアイリスフィルタを示す概念図

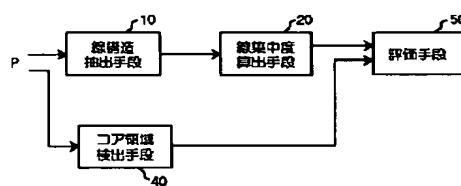
【符号の説明】

- 10 線構造抽出手段
- 20 線集中度算出手段
- 30 候補領域検出手段
- 40 コア領域検出手段
- 50 評価手段

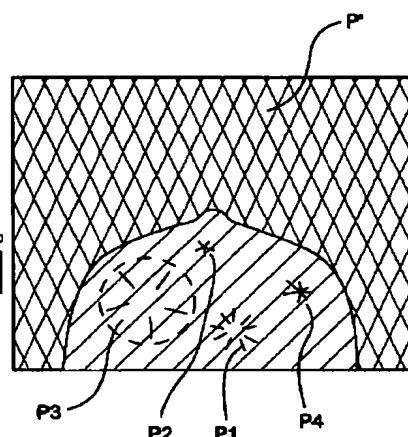
【図1】



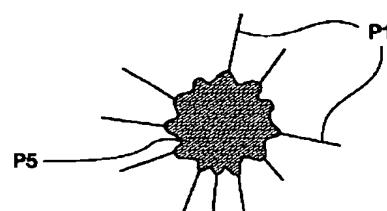
【図7】



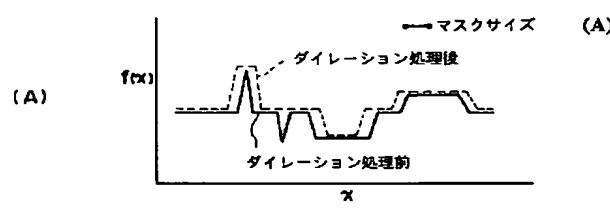
【図2】



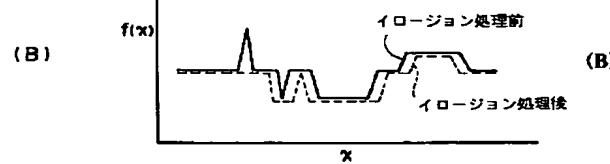
【図3】



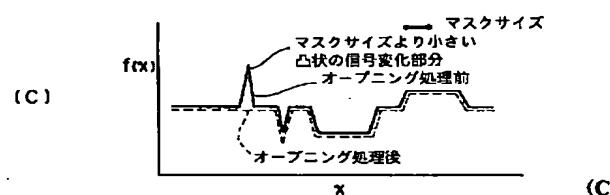
【図4】



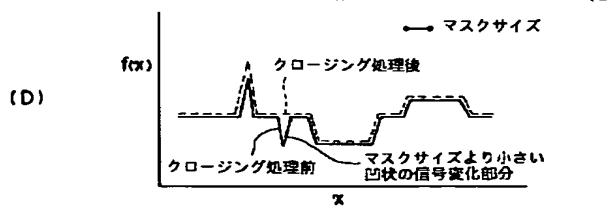
(A)



(B)

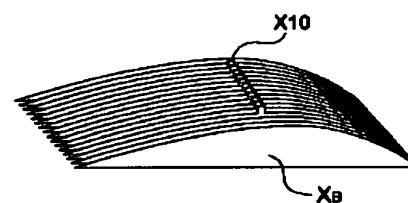
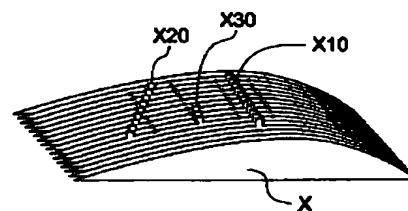
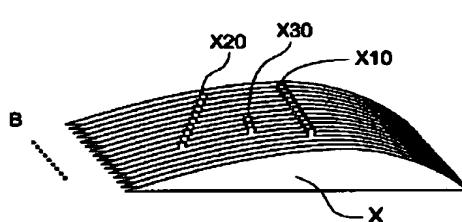


(C)

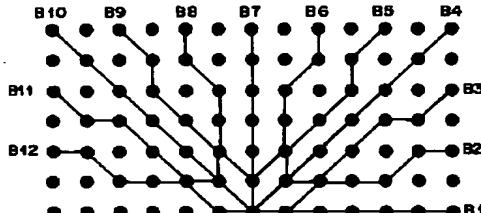


(D)

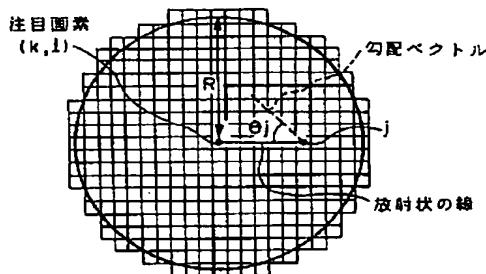
【図5】



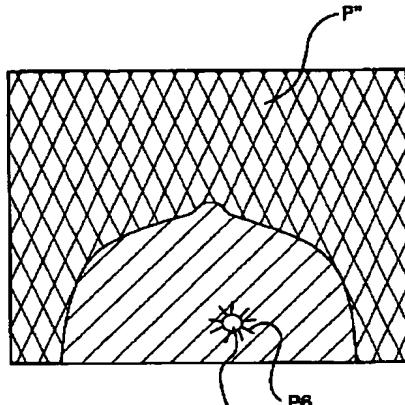
【図6】



【図10】



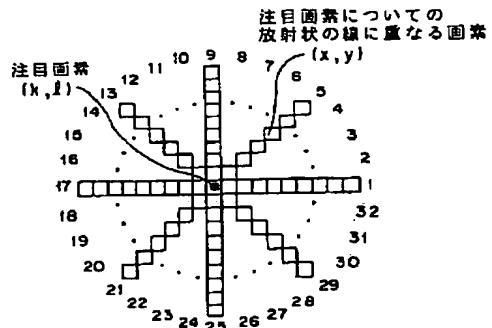
【図8】



【図9】

f_7	f_8	f_9	f_{10}	f_{11}
f_9				f_{12}
f_{10}		面 演 J		f_{13}
f_{11}	f_{12}	f_{13}	f_{14}	f_{15}

【図11】



【手続補正書】

【提出日】平成14年1月28日(2002. 1. 28)

すなわち式(15)は、起点を注目画素とし、終点を R_{mi} から R_{max} までの範囲内で変化させて、集中度 $C_i(n)$ を算出するものである。

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【手続補正2】

【補正対象項目名】0070

【補正対象書類名】明細書

【補正方法】変更

【補正対象項目名】0077

【補正内容】

【補正方法】変更

【0070】

【補正内容】

【数11】

【0077】

【補正内容】

【数13】

$$C_i(n) = \sum_{\ell=1}^n \left\{ (\cos \theta_{i,\ell}) / n \right\}, R_{min} \leq n \leq R_{max} \quad (15)$$

$$C_i(n) = \frac{1}{n - R_{min} + 1} \sum_{\ell=R_{min}}^n \cos \theta_{i,\ell}, R_{min} \leq n \leq R_{max} \quad (15')$$

すなわち、式(15')は、検出しようとする腫瘍陰影のコア領域の半径の最小値 R_{min} に対応した画素を起点とし、終点を R_{min} から R_{max} までとした範囲内で集中度 $C_i(n)$ を算出するものである。

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C093 AA01 CA18 CA37 DA06 FD05
FF17 FF20 FF21
5B057 AA08 BA03 CA02 CA08 CA12
CA16 CB08 CB12 CB16 CC02
CE06 DA03 DA08